

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-318932

(43)公開日 平成11年(1999)11月24日

(51)Int.Cl.⁶
A 61 B 17/58

識別記号
315

F I
A 61 B 17/58
315

審査請求 有 請求項の数 5 O L (全 5 頁)

(21)出願番号 特願平11-96369
(22)出願日 平成11年(1999)4月2日
(31)優先権主張番号 9804187
(32)優先日 1998年4月3日
(33)優先権主張国 フランス (FR)

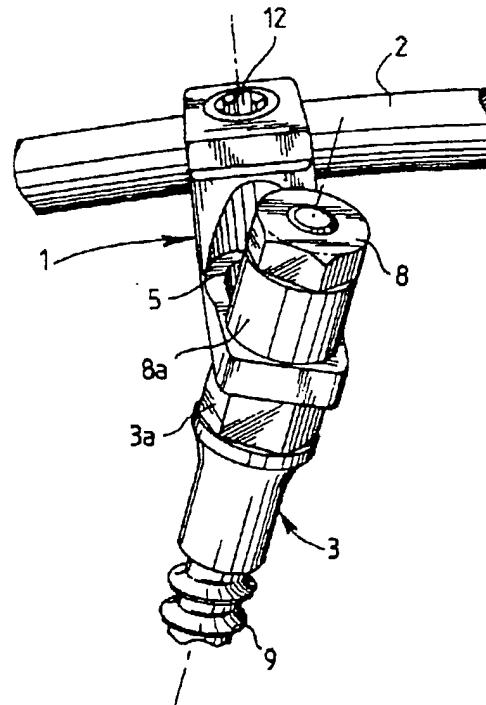
(71)出願人 599046139
ユーロシュルジカル
フランス国 62217 ポーレン リュ 口
ベスピエール 18
(72)発明者 ギ ヴィアール
フランス国 62128 サン レジェ リュ
ドウ ヴォル 6
(74)代理人 弁理士 越場 隆

(54)【発明の名称】 アンカーネジの整合差、角度差および深度差に合わせることが可能な脊椎骨接合具

(57)【要約】

【課題】 少なくとも1本の脊椎骨ロッド(2)と、柄付きネジ(3、13)と、柄付きネジおよびロッドがそなれぞれ通る部分(4、6)を有する、ロッドと柄付きネジとを連結する連結具(1、10)とで構成される脊椎骨接合具。

【解決方法】 各連結具(1、10)は対応するアンカーネジが通るロッドを横切る方向に延びた長孔(5)を有し、少なくとも1つの連結具(1)は、定位置に配置してナット8でアンカーネジ(3)に締付けた時に連結具(1)のアンカーネジ(3)が通る部分(4)が塑性変形でき且つ弾性のある少なくとも20%の伸び率を有する材料で作られ、連結具(1、10)は体内で脊椎から伝えられる曲げモーメント値が約4.5N.m以下の時には変形しない。中間アンカーがこの連結具(1)を備える。純粋なチタンで作られる。外科医は可塑性を利用してアンカーネジの整合差、角度差および深さの差を容易に合わせることができ、外科医の器具の取付けが相当容易になる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】少なくとも1本の脊椎骨ロッド(2)と、柄付きネジ(3、13)と、柄付きネジおよびロッドがそなえぞれ通る部分(4、6)を有する、ロッドと柄付きネジとを連結する連結具(1、10)とで構成される脊椎骨接合具において、

各連結具(1、10)は対応する柄付きネジが通るロッドを横切る方向に延びた長孔(5)を有し、少なくとも1つの連結具(1)は、定位置に配置してナット8で柄付きネジ(3)に締付けた時に連結具(1)の柄付きネジ(3)が通る部分(4)が塑性変形でき且つ展性のある材料で作られ、連結具(1、10)は体内で脊椎から伝えられる曲げモーメント値が約4.5N.m以下の時には変形しないことを特徴とする脊椎骨接合具。

【請求項2】塑性変形可能な連結具を構成する展性材料の伸び率が少なくとも20%である請求項1に記載の接合具。

【請求項3】ロッド(2)の両端部に固定される連結具(10)が変形不可能な材料で作られ、その間に有る中間連結具(1)が展性があり且つ塑性変形が可能な材料で作られている請求項1または2に記載の接合具。

【請求項4】変形可能な連結具(1)が高い延性を有する純粋なチタンまたはアニール後のステンレス鋼からなる請求項1～3のいずれか一項に記載の接合具。

【請求項5】定位置に配置してナット8で柄付きネジ(3)に締付けた時に連結具(1)の柄付きネジ(3)が通る部分(4)が塑性変形でき且つ展性のある材料で作られ、体内で脊椎から伝えられる曲げモーメント値が約4.5N.m以下の時には変形しないことを特徴とする、請求項1～4のいずれか一項に記載の脊椎骨接合具のための連結具。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術分野】本発明は脊椎骨の接合具に関するものであり、特に、少なくとも1本の脊椎骨ロッドと、柄付きネジ(pedicle screw)と、柄付きネジおよび脊椎骨ロッドがそれぞれ通る2つの部分を備えた脊椎骨ロッドと柄付きネジとを連結する連結具となる脊椎骨接合具に関するものである。

【0002】

【従来の技術】この種の脊椎骨器具を取付ける際に問題になることは、柄付きネジの整合差、角度差および深さの差に各器具をいかに適合させるかにある。現在最もよく知られているこの型の脊椎骨器具は移植のこれら誤差に合せるのが極めて困難であり、適合可能な場合でもそれは一部だけで、上記パラメータの全ての変化に対応することはできない。さらに、従来の器具は部品数が多いため一般に複雑で、不整合な柄付きネジに器具を合せるために外科医が適切な連結具を選択せざるを得なかつた。さらに、一つの柄付きネジから別のネジへ変える時にアンカーの深さが異なる場合には、その差を合わせるのは

困難であり、外科医がネジを締付けるとネジがねじれてしまうことが多い。さらに、上記の不整合および誤差があるため、外科医が複雑な測定によってアンカーの深さを測定しても、それが常に補償されるとは限らず、幾つかのネジの連結具への締付けが不満足になる場合がある。

【0003】柄照準法(pedicle aiming method)を用いてる器具を定位置へ配置することは従来法では難しくなる。すなわち、この方法では外科医がアンカ-ネジを移植するための理論的位置を通る想像線を描き、脊椎の各部分でアンカーネジの位置を照準するが、脊椎手術を専門としない外科医は脊椎の各部分の中央に照準しようとする。しかし、この場所が必ずしもアンカーネジが最高に整合する位置ではない。さらに、柄付きネジの角度差を合せることが可能な「多軸」柄付きネジが知られているが、整合差を合せるのは困難であり、深さの差を合せるのはさらに困難である。柄付きネジを受けるための長孔がロッドを横切る方向に延びた連結具を有する脊椎骨器具も知られている。この連結具はアンカーネジを整合できるが、角度および深さの度を合わせるには特殊なワッシャーを用いなければならない。この接合具はワッシャーの測定、選択および位置決めを必要とし、これらは一般に微妙な操作である。さらに、介在する要素が複数になると固定が失敗する危険が増す。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、柄付きネジの位置決め時の整合差、角度差および深さの差に自動的且つ容易に合うネジーロッド連結具からなる接合具を提供することにある。

【0005】

【課題を解決するための手段】本発明の連結具は、対応する柄付きネジが通るロッドを横切る方向に延びた長孔を有し、少なくとも1つの連結具は、定位置に配置してナット柄付きネジに締付けた時に連結具の柄付きネジが通る部分が塑性変形でき且つ展性のある材料で作られ、連結具は体内で脊椎から伝えられる曲げモーメント値が約4.5N.m以下の時には変形しないことを特徴とする。

【0006】

【発明の実施の形態】従って、275MPaを越えた応力で少なくとも約20%の伸び率に相当する可塑性の大きな材料を選択する。そうすることによって、ナットを締付けて柄付きネジを連結具に固定するだけで、各柄付きネジとそれを連結するロッドに連結具を合せるのに必要な塑性変形が生じる。従って、脊椎の関節固定で骨接合材料を定位置に配置するための外科医の手術の操作性が大幅に容易になる。連結具は純粋なチタン、例えばグレードIS0 5832-2のチタンで構成することができるが、これに限定されるものではない。この材料は工具でナットを締付けてネジを対応する連結具に固定した時に加わる53daNを越えた力で展性且つ塑性変形する。

【0007】本発明の接合具の好ましい実施例では、中間連結具のみが塑性変形可能な材料で作られ、両端部の連結具は定位置に配置されるときと、その後に患者の動きに起因して加わる力によっては変形しない材料で作られる。本発明の上記以外の特徴および利点は例として挙げる添付図面を参照した以下の説明からより良く理解できよう。

【0008】

【実施例】図1～3は脊椎骨接合具の脊椎骨ロッド2と、柄付きアンカーネジ3 (pedicle screw、以下、アンカーネジという)とを互いに連結する連結具1を示している。連結具1はほぼL字形の断面形状を有し、その長い枝部4には対応するアンカーネジ3が通る長孔5が形成されている。アンカーネジ3はこの長孔5内でロッド2を横切る方向に自由に位置決めできる。連結具1の短い枝部6にはロッド2を通すための孔7が形成されている。アンカーネジ3は、連結具1から突出したアンカーネジ3のネジ付き端部と螺合した円筒底部8aを有するナット8によって連結具1の所望位置に締付けることができる。連結具1の枝部4はアンカーネジ3の六角ヘッド3aとロッドに取付けられた上記ナット8の円筒底部8aとの間に配置されている。ロッド2はネジ12によって枝部6に締付けることができる。このネジ12は枝部6に形成されたタップネジと螺合し、ネジ止め工具と係合する凹部13を有している。

【0009】連結具1は約20%の伸び率を有する弾性があり且つ塑性変形可能な材料で作られている。この材料は少なくとも53daN (アンカーネジ3に加わる曲げモーメント4.5N.mの相当)の力Fで塑性変形できるものが選択される。可塑性が大きい上記材料を用いることによって、ナット8を締付けて、連結具1からなる取付部材にアンカーネジ3を固定するだけで、アンカーネジ3が通る枝部4に曲げ力Fが加わり、アンカーネジおよびそれを互いに連結するロッド2を脊椎部分の特定な解剖学的形状に合せるのに必要な塑性変形が枝部4に生じる。外科医が連結具1に加える締付け・ねじり力F(図6)の範囲内で塑性変形でき、例えば図2と図3に示すように連結具1を適当に変形して、各アンカーネジ3の整合、角度および深さの違いに連結具1を合わせることができる。連結具1の枝部4を所定位置に配置した後にナット8をアンカーネジ3に締付けることによって塑性変形できるが、体内で脊椎を介して伝わる曲げモーメント値が約4.5N.m以下の場合にはそれによって塑性変形することはない。

【0010】純粋なチタン (グレードISO 5832-2) からなる連結具1は変形後に過剰な加工硬化、従って破壊開始現象を示さない。この材料は延性が極めて高いので、ねじることができる。可能性のある第2の材料は「アニールした状態で」を使用するステンレス鋼316Lであり、この鋼は高い延性を示す。この連結具1は脊椎疾患の治療

における多セグメントの固定状態の観察と生体力学的解析によって設計されたものである。すなわち、柄付きアンカーネジを用いた多セグメント固定法を用いた器具を取り付けた脊椎の生体力学的挙動を完成要素の3次元数学的モデルで分析したものである。この分析から、脊椎骨の各区域における応力には大きな差があることが分かっている。図4と図5の器具のような脊髄器具に対してこのような生体力学分析を行うことによって、セグメントの異なる高さで骨アンカー要素が受ける応力を測定することができる。

【0011】図4、図5の器具は3つの腰部脊椎骨L3、L4、L5と仙骨S1に沿って延びた2本の腰仙骨脊椎骨ロッド2で構成されている。各ロッド2には各腰部脊椎骨L3、L4、L5にアンカー (投錐) された3本のアンカーネジ13、14、15と、仙骨S1へアンカーされた2本のアンカーネジ16、17が組み合わされている。各アンカーネジ13～17は各ロッド2の各アンカーネジネジを通る線30、31に対応して整合状態を変える必要がある。脊椎に10N.mの曲げ負荷を加える生体力学的分析をすることによって各アンカーネジに加わる曲げモーメントMを測定することができる。その結果、L3の曲げモーメントMは1N.m、L4では0.08N.m、L5では0.3N.m、S1では0.6N.mであった。

【0012】従って、中間アンカー14、15に加わる応力は端部13、16、17に加わる応力に比べて極めて低いことは明らかで、中間のアンカーネジ14、15とこれらを中間脊椎骨L4、L5部でロッド2と連結する連結具1にはほとんど応力が加わらない。本発明の連結具1は、中間アンカーネジに加わる応力が低いことを考慮に入れて設計されており、融通性が大きく、脊髄関節固定がより容易になるという新しい可能性を外科医に提供するものである。すなわち、本発明の弾性があり且つ塑性変形が可能な連結具1はアンカーネジを任意の位置に、骨アンカーを損なわずに有効に固定できるという特徴を有する。

【0013】本発明の連結具1は中間アンカー、例えば、図4と図5に示す組立体のアンカーネジ14、15にだけに用いられ、端部アンカーネジ13、16、17は上記連結具1と同じ構造を有する (長孔5を有する) が、外科医が加える曲げ・締付け力の範囲およびアンカー要素を患者に取付けた時に受ける曲げ力の範囲内 (すなわち8N.m以下) では変形しない連結具10と組み合わされている。この連結具10は例えばチタン合金からなる。中間連結具1はアンカーネジの角度差および高さの差に合せて塑性変形し、アンカーネジには曲げ応力およびねじり応力が加わらない。結果的に、器具の取付けが単純且つ容易になり、従来の器具に比較して外科医の評価が極めてよい。すなわち、中間アンカーに関しては外科医は局部の解剖学的形状に合わせて連結具1に所望のねじれを加えるだけで十分である。この塑性変形後は、上記の場所に加わる低い応力では中間連結具を変形させるには不

十分であるので、中間連結具1が変形することはない。本発明の骨接合具は柔軟でき且つ塑性変形可能な連結具1を少なくとも1つ備えている。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明脊髄骨接合具の連結具の1実施例の拡大平面図。

【図2】 ロッドとアンカーネジとを有効に結合するために塑性変形によって変形した図1の連結具を備えた脊髄骨接合具の拡大部分斜視図。

【図3】 図2の骨接合具を別の角度から見た部分斜視図。

【図4】 脊髄セグメント上の定位置に配置された本発明の脊髄骨接合具の側面図。

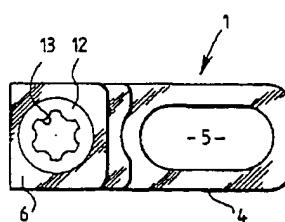
【図5】 図4の骨接合具の後方側面図。

【図6】 ナットをねじおよび連結具に締付けた最初の段階の図2、図3の骨接合具の部分側面図。

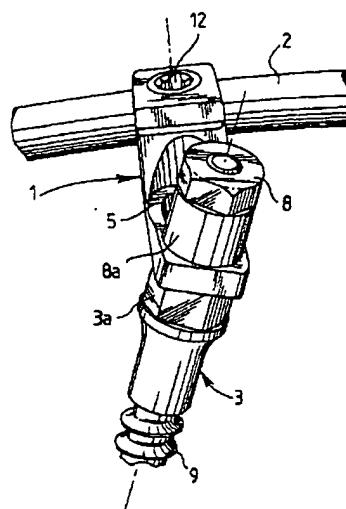
【符号の説明】

1、10	連結具
2	脊椎骨ロッド
3、13	柄付きアンカーネジ
5	長孔
8	ナット

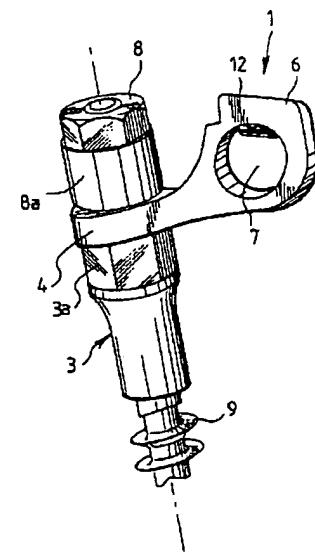
【図1】



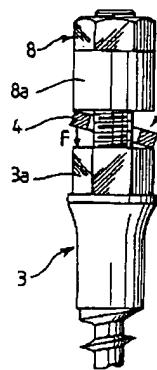
【図2】



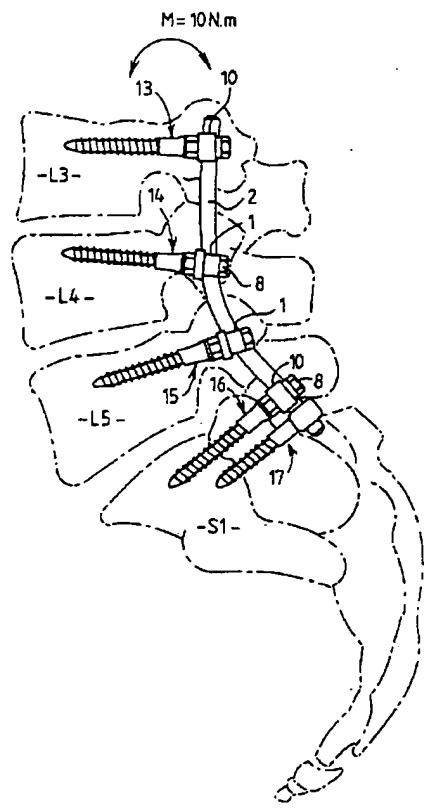
【図3】



【図6】



【図4】



【図5】

